

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

08.09.2004

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

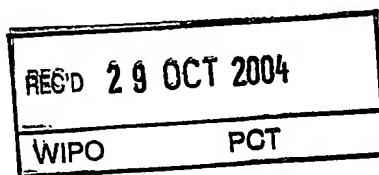
This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日 Date of Application: 2003年 9月19日

出願番号 Application Number: 特願2003-328702

[ST. 10/C]: [JP2003-328702]

出願人 Applicant(s): 株式会社日立メディコ
株式会社日立製作所

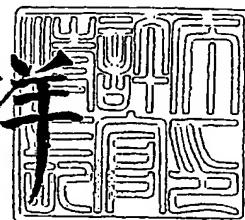


PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

2004年10月15日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

小川洋



【書類名】 特許願
【整理番号】 MD2003-021
【提出日】 平成15年 9月19日
【あて先】 特許庁長官殿
【国際特許分類】 A61B 5/00
【発明者】
【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ
内
【氏名】 川口 文男
【発明者】
【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ
内
【氏名】 川崎 真謙
【発明者】
【住所又は居所】 埼玉県比企郡鳩山町赤沼2520番地 株式会社日立製作所基礎
研究所内
【氏名】 山本 剛
【発明者】
【住所又は居所】 埼玉県比企郡鳩山町赤沼2520番地 株式会社日立製作所基礎
研究所内
【氏名】 桂 卓成
【発明者】
【住所又は居所】 埼玉県比企郡鳩山町赤沼2520番地 株式会社日立製作所基礎
研究所内
【氏名】 川口 英夫
【特許出願人】
【識別番号】 000153498
【氏名又は名称】 株式会社日立メディコ
【特許出願人】
【識別番号】 000005108
【氏名又は名称】 株式会社日立製作所
【代理人】
【識別番号】 100083116
【弁理士】
【氏名又は名称】 松浦 憲三
【手数料の表示】
【予納台帳番号】 012678
【納付金額】 21,000円
【提出物件の目録】
【物件名】 特許請求の範囲 1
【物件名】 明細書 1
【物件名】 図面 1
【物件名】 要約書 1
【包括委任状番号】 9600939

【書類名】特許請求の範囲**【請求項 1】**

可視から赤外領域における光を被検体に照射して得られた透過光に基づいて計算された該被検体内部の状態変化を示す生体光信号を該被検体の部位と対応づけて入力する第一の入力手段と、

前記被検体の脳活動により生じた電気磁気信号に基づいて計算された脳活動信号を前記被検体の部位と対応づけて入力する第二の入力手段と、

前記入力した生体光信号及び前記入力した脳活動信号を前記被検体の部位と関連付けて同時に図形表示する表示手段と、

を備える生体信号処理装置。

【請求項 2】

前記被検体の部位を操作者の指示入力に基づいて指定する手段をさらに備え、前記表示手段は該指定した部位における生体光信号及び脳活動信号を表示することを特徴とする請求項 1 に記載の生体信号処理装置。

【請求項 3】

前記被検体の各部位における前記生体光信号を示す画像及び前記被検体の各部位における前記脳活動信号を示す画像を作成する画像作成手段をさらに備え、前記表示手段は該作成した画像を表示することを特徴とする請求項 1 に記載の生体信号処理装置。

【請求項 4】

前記表示手段は、前記生体光信号を示す画像と前記脳活動信号を示す画像とを合成して表示することを特徴とする請求項 3 に記載の生体信号処理装置。

【請求項 5】

前記表示手段は、前記生体光信号を示す画像と前記脳活動信号を示す画像とを別領域に表示することを特徴とする請求項 3 に記載の生体信号処理装置。

【請求項 6】

前記生体光信号を示す画像及び前記脳活動信号を示す画像をそれぞれ第一のレイヤ及び第二のレイヤに投影する手段をさらに備え、前記表示手段は該第一のレイヤ及び第二のレイヤを三次元表示することを特徴とする請求項 3 に記載の生体信号処理装置。

【請求項 7】

前記生体光信号と前記脳活動信号との関係を算出する手段をさらに備え、前記表示手段は該算出した結果を表示することを特徴とする請求項 3 乃至請求項 6 のいずれかに記載の生体信号処理装置。

【書類名】明細書

【発明の名称】生体信号処理装置

【技術分野】

【0001】

本発明は生体信号処理装置に係り、特に生体光信号及び脳波信号を複合的に観察するための生体信号処理装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

生体光計測装置は、生体内部の血液循環・血行動態を、ヘモグロビン変化を計測することで簡便に、被検者に対して低拘束でかつ生体に害を与えることなく計測できる装置である。このような生体光計測装置は、可視から赤外領域の波長の光を生体に照射し、生体内を通過した光を検出することで生体内部を計測する装置として知られている（例えば、特許文献1、特許文献2参照）。

【0003】

この生体光計測装置の臨床応用としては、例えば頭部を計測対象とした脳内のヘモグロビン変化の活性化状態及び局所的な脳内出血の測定等が挙げられる。また、脳内のヘモグロビン変化に関連して、運動、感覚さらには思考に及ぶ高次脳機能等を計測することも可能である。本計測は特に被検者に軽量な、光照射及び検出のための複数のプローブを装着することで、被検者への負担が少なく、かつ小さな身体的拘束で、従来はPETや高磁場MRI装置でのみ計測可能であった高度な脳機能の分布を計測できるという特徴を有している。

【0004】

一方、同様な脳機能活動に伴い生体から生ずる脳波信号は、脳の神経活動を直接計測できる手段として、古くから脳疾患診断手段として用いられている。

【0005】

この両者の信号は、同じ脳活動に伴う信号でありながら物理的メカニズムが異なるため信号の持つ情報が異なり、さらに空間、時間特性が補完的な関係にあることから両者の同時計測の試みがなされてきた。

【特許文献1】特開昭57-115232号公報

【特許文献2】特開昭63-275323号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上述のような脳波信号と生体光信号との同時計測は、両信号間の物理的相互干渉がないため計測自体は比較的容易だが、両者の時間的空間的特性が大きく異なるため、両信号を複合的に観察して疾患診断に適用するのは専門医にとっても困難である。

【0007】

特に、両者の信号を従来のそれぞれの手法において個別に表示するのみでは有効な診断情報を効率良く得ることができない。このため、観察者が両信号を容易に理解し、さらには単独では得られない新規診断情報の取得が可能になる新たな信号解析表示手段が必要となっている。

【0008】

本発明は上記事情を鑑みてなされたもので、生体光信号及び脳波信号の複合的観察を容易に行える生体信号処理装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的を達成するために、請求項1に係る生体信号処理装置は、可視から赤外領域における光を被検体に照射して得られた透過光に基づいて計算された該被検体内部の状態変化を示す生体光信号を該被検体の部位と対応づけて入力する第一の入力手段と、前記被検体の脳活動により生じた電気磁気信号に基づいて計算された脳活動信号を前記被検体の部

位と対応づけて入力する第二の入力手段と、前記入力した生体光信号及び前記入力した脳活動信号を前記被検体の部位と関連付けて同時に図形表示する表示手段と、を備える。

【0010】

請求項1に係る生体信号処理装置では、生体光信号及び脳活動信号を前記被検体の部位と関連付けて同時に図形表示することにより、これらの信号の複合的観察を容易に行うことができる。

【0011】

なお、信号の表示は、生体光信号及び脳活動信号の時間変化、信号の時間変化の計測位置との関係、特定時刻や特定時間帯の信号の分布、またそのような信号分布の時間軸方向の連続表示（動画表示）、などに基づいて行うことができる。

【0012】

また、信号の表示は、信号を計測しつつリアルタイムで行うようにしてもよいし、計測終了後オフラインで行うようにしてもよい。

【0013】

請求項2に係る生体信号処理装置は、請求項1に記載の生体信号処理装置において、前記被検体の部位を操作者の指示入力に基づいて指定する手段をさらに備え、前記表示手段は該指定した部位における生体光信号及び脳活動信号を表示することを特徴としている。

【0014】

請求項2に係る生体信号処理装置では、被検体の部位と信号との関係をいっそう容易に把握することができる。

【0015】

請求項3に係る生体信号処理装置は、請求項1に記載の生体信号処理装置において、前記被検体の各部位における前記生体光信号を示す画像及び前記被検体の各部位における前記脳活動信号を示す画像を作成する画像作成手段をさらに備え、前記表示手段は該作成した画像を表示することを特徴としている。

【0016】

請求項3に係る生体信号処理装置では、画像表示により、生体光信号及び脳活動信号の複合的観察を容易に行うことができる。

【0017】

請求項4に係る生体信号処理装置は、請求項3に記載の生体信号処理装置において、前記表示手段は、前記生体光信号を示す画像と前記脳活動信号を示す画像とを合成して表示することを特徴としている。

【0018】

請求項5に係る生体信号処理装置は、請求項3に記載の生体信号処理装置において、前記表示手段は、前記生体光信号を示す画像と前記脳活動信号を示す画像とを別領域に表示することを特徴としている。

【0019】

請求項6に係る生体信号処理装置は、請求項3に記載の生体信号処理装置において、前記生体光信号を示す画像及び前記脳活動信号を示す画像をそれぞれ第一のレイヤ及び第二のレイヤに投影する手段をさらに備え、前記表示手段は該第一のレイヤ及び第二のレイヤを三次元表示することを特徴としている。

【0020】

請求項6に係る生体信号処理装置では、2つの画像を同時に表示しつつ、信号の計測位置を容易に把握することができる。

【0021】

請求項7に係る生体信号処理装置は、請求項3乃至請求項6のいずれかに記載の生体信号処理装置において、前記生体光信号と前記脳活動信号との関係を算出する手段をさらに備え、前記表示手段は該算出した結果を表示することを特徴としている。

【0022】

請求項7に係る生体信号処理装置では、生体光信号と脳活動信号との関係をいっそう容

易に把握することができる。

【発明の効果】

【0023】

本発明に係る生体信号処理装置では、生体光信号及び脳波信号の複合的観察を容易に行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0024】

以下、添付図面に従って、本発明に係る生体信号処理装置の好ましい実施の形態について詳説する。

【実施例1】

【0025】

図1に、本実施の形態に係る生体信号処理システム100の構成を示す。生体信号処理システム100は、生体光計測装置300と、脳波計測装置400と、それらの信号を入力し処理表示する生体信号処理装置200から構成されている。

【0026】

生体信号処理装置200は本発明に係る生体信号処理装置の一つの実施形態であり、データ入力部210と、データ保存部220と、データ処理部230と、データ表示部240とから構成されている。

【0027】

生体光計測装置300で計測された被検者のヘモグロビンの時間変化信号はデータ入力部210に入力され、データ保存部220に転送され保存される。同データには各計測点の位置を示す情報および計測時間の情報も附加され同時に転送される。

【0028】

一方、脳波計測装置400で計測された上記同一被検者の頭部に配置した電極からの時間信号の変化もまた、計測時間および各計測点を示す情報とともにデータ入力部210に入力され、データ保存部220に転送され保存される。

【0029】

データ処理部230では、これらの2装置からのデータを附加された計測時間及び計測位置情報に基づいて複合的に処理し、その結果をデータ表示部240に表示する。

【0030】

データ表示は計測中リアルタイムで表示する場合と計測終了後オフラインで行う場合があるが、以下で提示する表示法は両者に適用可能である。

【0031】

さらに両データをリアルタイム、オフラインで表示するほか、生体光信号または脳波信号の一方のみを実時間データとし、他のデータは保存してあるデータを用いて表示する、異なる時間モードの組合せにより実時間計測の観察を容易にすることができる。

【0032】

生体光信号及び脳波信号は頭皮上の複数の計測点における信号であり、計測位置を示す情報が保存されている。それぞれの信号の表示形態としては

1. 各点の信号の時間変化をしめすタイムコースグラフィ
2. 1の時間グラフを計測位置に配置したタイムコースマップ
3. 各点の計測信号の特定時刻または特定時間域の平均をもとに構成した2次元画像
4. 各点の特定時刻の信号で作成した3の2次元画像の動画表示

がある。生体信号処理システム100では、これらを観察者の目的に応じて適宜組み合わせ表示することで、生体光信号及び脳波信号の複合的観察を容易に行うことができる。

【0033】

ここで、生体光計測装置300について説明する。図2に、生体光計測装置300の全体構成を示す。また、図3に生体光計測装置300の要部構成を示す。

【0034】

なお、本実施例では、例えば頭部の皮膚上から光を照射・検出することにより大脳内部

を画像化する実施形態を、計測チャンネルの個数すなわち計測位置の数が12の場合について示す。ただし、生体光計測装置300は、計測対象として頭部に限らず他の部位、さらには生体以外にも実施可能である。

【0035】

光源部1は、4個の光モジュール2から構成されている。各光モジュールは、可視から赤外の波長領域中で複数の波長、例えば780nm及び830nmの二波長の光をそれぞれ放射する二個の半導体レーザから構成されている。これらの二波長の値は、780nmと830nmに限定されるものではなく、また、波長数も二波長に限定されるものではない。この光源部1については、半導体レーザの代わりに発光ダイオードを用いてもよい。この光源部1に含まれる全ての半導体レーザ8個は、発振周波数の異なる8個の発振器で構成されている発振部3により、それぞれ変調される。

【0036】

ここで、光モジュール2内の構成を、光モジュール2(1)を例にして図4で説明する。光モジュール2(1)内には、半導体レーザ3(1-a)、3(1-b)、及びこれら半導体レーザの駆動回路4(1-a)、4(1-b)、が含まれている。ここで、括弧内の文字については、数字は含まれる光モジュール番号を、a,bはそれぞれ波長780nm、830nmを表す記号を示している。

【0037】

これらの半導体レーザ駆動回路4(1-a)、4(1-b)では、半導体レーザ3(1-a)、3(1-b)に対して直流バイアス電流を印可すると共に、発振器3によりそれぞれ異なる周波数f(1-a)、f(1-b)を印加することで、半導体レーザ3(1-a)、3(1-b)から放射される光に変調を与える。この変調として、本実施例では正弦波によるアナログ変調の場合を示すが、もちろん、それぞれ異なる時間間隔の矩形波によるデジタル変調を用いてもよい。

【0038】

これら半導体レーザから放射された光は、それぞれの半導体レーザごとに集光レンズ5により光ファイバ6に個々に導入される。個々の光ファイバに導入された二波長の光は、各光モジュールごとに光ファイバ結合器7により1本の光ファイバ、たとえば照射用光ファイバ8-1内に導入される。各光モジュールごとに二波長の光が照射用光ファイバ8-1から8-4内に導入され、これら照射用光ファイバの他端から被検体9の表面上の異なる4個所の照射位置から光が照射される。被検体内を通過した光は、被検体表面上の5個所の検出位置に配置されている検出光ファイバ10-1～10-5で検出される。

【0039】

これら光ファイバの端面は被検体表面上に軽く接触しており、例えば特開平9-149903号に記載されているプローブにより光ファイバは被検体に装着される。

【0040】

ここで、被検体表面上における、照射位置1～4及び検出位置1～5の幾何学的配置例を図6に示す。本実施例では、照射・検出位置を交互に正方格子上に配置する。このとき、隣接する照射・検出位置の中点を計測位置とすると、この場合、隣接する照射・検出位置の組合せが12通り存在するため、計測位置数すなわち計測チャンネルが12個となる。

【0041】

この光照射・検出位置配置としては、例えば特開平9-149903号及びユウイチ・ヤマシタ(Yuichi Yamashita)他による「近赤外光トポグラフィ計測システム：散乱媒体中に局在する吸収体の画像化(Near-infrared topographic measurement system: Imaging of absorbers localized in a scattering medium)」、1996年、レヴューオブサイエンティフィックインスツルメント、第67巻、第730～732頁(Rev. Sci. Instrum., 67, 730(1996))に記載されている。

【0042】

ここで、隣接する照射及び検出位置間隔を3cmに設定すると、各検出位置で検出された光は皮膚、頭蓋骨を通過して大脳の情報を有していることが、例えばピーター・ダブル・

マコーミック(P.W.McCormic)他による「赤外光の大脳内部の浸透(Intracerebral penetration of infrared light)」，1992年，ジャーナルオブニューロサージェリ，第76卷，第315～318頁(J.Neurosurg., 33, 315(1992))により報告されている。

【0043】

以上のことから、この照射検出位置の配置で12計測チャンネルを設定すれば、全体として $6\text{ cm} \times 6\text{ cm}$ の領域における大脳の計測が可能となる。この実施例では、簡単のために計測チャンネルが12の場合を示しているが、格子状に配置する光照射位置及び光検出位置の数をさらに増加させることにより、計測チャンネルをさらに増加させて、計測領域を拡大することも容易に可能である。

【0044】

例えば、図7では24チャンネル計測における光照射・検出位置配置を示している。また、隣接する照射及び検出位置間隔は 3 cm に限定するものではなく、計測部位等に応じて適宜変化させることもできる。

【0045】

図3において、それぞれの検出用光ファイバ10-1～10-5で捕らえられた反射光は、検出位置毎に、すなわち各検出位置に対応した検出用光ファイバ毎に独立に5個の光検出器、例えばフォトダイオード11-1～11-5で検出する。このフォトダイオードとしては、高感度な光計測が実現できるアバランシェフォトダイオードが望ましい。また、光検出器として光電子増倍管を用いてもよい。これらのフォトダイオードで光信号が電気信号に変換された後、変調信号の選択的な検出回路、例えば複数のロックインアンプから構成されるロックインアンプモジュール12で、照射位置かつ波長に対応した変調信号を選択的に検出する。

【0046】

本実施例では、アナログ変調の場合に対応する変調信号検出回路としてのロックインアンプを示しているが、デジタル変調を用いた場合、変調信号検出としてデジタルフィルターやデジタルシグナルプロセッサを用いる。

【0047】

ここで、図6の検出位置3における検出信号、すなわちフォトダイオード11-3における検出信号を例にして、変調信号分離の具体例を図5に示すロックインアンプモジュール12の構成図を用いて説明する。「検出位置3」では、隣接した「光照射位置1」、「光照射位置2」、「光照射位置3」、「光照射位置4」から照射された光、すなわち図6における「計測位置4」、「計測位置6」、「計測位置7」、「計測位置9」を計測対象とする。

【0048】

ここで、フォトダイオード11-3で検出された光は、「照射位置1」、「照射位置2」、「照射位置3」、「照射位置4」で照射された各二波長の光に対応する変調周波数 $f(1-a)$ 、 $f(1-b)$ 、 $f(2-a)$ 、 $f(2-b)$ 、 $f(3-a)$ 、 $f(3-b)$ 、 $f(4-a)$ 、 $f(4-b)$ 、の8個の信号を含んでいる。そこで、フォトダイオード11-1の出力信号を8個所に分配し、それぞれ、これら8個の変調周波数を参照信号としている8個のロックインアンプ13-9～13-16で計測する。

【0049】

これら各ロックインアンプへの入力信号はここで、例えばロックインアンプ13-9では参照信号の周波数が $f(1-a)$ のため、フォトダイオード11-1で検出された光に対して、「照射位置1」で照射された波長 780 nm の光、すなわち光の変調周波数が $f(1-a)$ の光のみを選択的に検出することが出来る。同様に他のロックインアンプにおいても、特定の照射位置かつ波長の光をそれぞれ選択的に検出することが出来る。

【0050】

このようにして、他の検出位置で検出された光、すなわち他のフォトダイオード11-1、2、4、5からの検出信号についても、それぞれの隣接した照射位置及び波長に対応する変調周波数に対して個々にロックイン検出を行うことにより、全ての計測位置及び波

長に対する検出光量を計測することが可能となる。この実施例で示している二波長及び12個の計測位置の場合、計測する信号数は24となるため、ロックインアンプモジュール12では合計24個のロックインアンプを含んでいる。

【0051】

これらロックインアンプ13-1から13-24のアナログ出力信号は、24チャンネルのアナログデジタル変換器14によりそれぞれデジタル信号に変換される。これらの計測は、制御部17により制御されている。さらに、計測された信号は記録部18に記録される。

【0052】

この結果から、処理部15において、各計測位置ごとに二波長の検出光量を用いて、脳活動に伴う酸素化ヘモグロビン濃度変化及び脱酸素化ヘモグロビン濃度変化、さらにはこれらヘモグロビン濃度総量としての全ヘモグロビン濃度変化を計算する。

【0053】

例えば、特開平9-19408号及び前述アツシ・マキ(Atsushi Maki)他による「無侵襲近赤外光トポグラフィによるヒト脳活動の時空間解析(Spatial and temporal analysis of human motor activity using noninvasive NIR topography)」、1995年、メディカルフィジックス、第22巻、第1997~2005頁(Medical physics, 22, 1997(1995))及びに記載されている方法で計算し、表示部16において、その結果を画像、例えば2次元画像として表示する。

【0054】

一方、脳波計測装置400は、被検者頭部の所定の部位に脳波電極を装着しこれから導いた電流を観察することで、脳の神経活動を脳内各点の特有な信号として捕らえることができる。脳波信号は多数回の繰り返し刺激により10-300ms秒の早い反応を計測する誘発脳波と、時間景観で連続的に波を計測する連続脳波計測がありそれに適した計測法、計測装置が開発され広く臨床で使われている。

【0055】

生体光計測装置300及び脳波計測装置400で計測された信号は、生体光信号では各計測点のヘモグロビン量変化の時間変化が、脳波信号では各時間における電気信号の変化が、誘発では刺激の繰り返し期間の時間方向での電位変化が、連続法では計測時間全域に渡る電気信号の主に振動変化が記録され保存される。

【0056】

この両者の信号には被検者のID他の情報と計測位置、及び計測の時刻に関する情報が併記され保存されている。

【0057】

以下では、生体光信号及び脳波信号の情報を簡便かつ観察者が容易に診断可能な形で、同時あるいは時間相互に表示する手順を、具体的な例で提示する。

【0058】

図8では、計測された信号のうち脳波計測によって得られた2次元画像を被検者の頭部を示す画像上に重ね合わせて表示する例を示している。さらに上記脳波計測の2次元画像上に生体光計測の2次元画像を重ねて表示を行うが、このとき、前記脳波計測の2次元画像の表示とは異なる色相を用いる。通常本例のような2次元画像表示では、モノクロの濃淡を用いるほか、特定の2種以上の色の混合による擬似濃淡を用いるが、本例では両2次元画像の識別を容易にするため、例えば一方を赤-青相、他方を黄色-緑色相など、異なった擬似カラーを用いる。

【0059】

また、脳波計測の2次元画像を擬似カラーの濃淡で表示し、生体光信号を擬似カラーに含まれない色の線を用いた等高線図とし、重ね合わせてもよい。

【0060】

両者の表示層の上下関係は、これと逆の場合も可能であり、さらに観察者の希望に応じて上下関係を任意に指定できるようにしてもよい。さらに2層の上記画像のうち一方をト

ラヌスペアレントな画像とすることで、両者の関係を容易に観察することができる。

【0061】

図9では、脳波信号及び生体光信号の計測位置を示す2次元画像上から所望の観察位置を選択すると、上記選択位置を示すマークとともに表示画面上の位置表示画像と異なる部位に2種のタイムコース信号を並列して表示する場合の例を示している〔引出し画面〕。

【0062】

第10図は上記引出し画面を2次元画像上に表示するもので、2次元的な分布画像と共に2信号の時間変化の関係を簡便に表示できる。

【0063】

図11は2種の2次元画像を同時に表示しながら計測位置が容易に判別できるよう、2層の2次元画像を3次元空間上の2層の高さの異なる面として表示している。両者の表示層の上下関係は、これと逆の場合も可能であり、さらに観察者の希望に応じて上下関係を任意に指定できるようにしてもよい。

【0064】

図12はタイムコースグラフを計測位置に表示するタイムコースマップ画面で、2種の各タイムコースグラフにグラフを並列または重畠して表示しており、各計測点における両信号の関係が容易に観察できる。

【0065】

上記表示では2種のデータを並列または重畠して表示しており、相互の信号間の関係は観察者が判断しているが、2信号間の関係を数学的に処理しこれを表示すれば、さらに観察者の負担を低減することができる。

【0066】

図13は2種の信号の分布を表す2つの画像の各点で2データの値を掛け算し、この結果を合成画像として新たに構成し表示する場合の例である。この結果、両データの信号が同時に増加する部位では合成画像が強調されることで、2信号間の関係が明確に提示される。

【0067】

ここで、2信号間の演算は、希望する観察現象に応じて理論的または実験的に最適化された関数を用いてもよい。例えば図14に示すように、両データを最大値で規格化しこれを2データを直交軸とする位相画面に表示することで両データの時間関係を表す図形を構成し、これから例えば同図形の面積を求めてパラメータを抽出し、これを2次元画像に表示するようにしてもよい。

【0068】

このようにして、本実施の形態に係る生体信号処理システム100では、生体光信号及び脳波の複合的観察を容易に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0069】

【図1】本発明の一の実施の形態に係る生体信号処理システムの構成を示す図である。

【図2】本発明の一の実施の形態に係り、生体光計測装置の全体構成を示す図である。

【図3】本発明の一の実施の形態に係り、生体光計測装置の要部構成を示す図である。

【図4】本発明の一の実施の形態に係り、光モジュールの構成を示す図である。

【図5】本発明の一の実施の形態に係り、ロックインアンプモジュールの構成を示す図である。

【図6】本発明の一の実施の形態に係り、光照射位置及び光検出位置の幾何学的配置例を示す図である。

【図7】本発明の一の実施の形態に係り、光照射位置及び光検出位置の幾何学的配置の他の例を示す図である。

【図8】本発明の一の実施の形態に係り、2次元画像の重ね合せ表示の例を示す図である。

【図9】本発明の一の実施の形態に係り、計測位置表示の例を示す図である。

【図10】本発明の一の実施の形態に係り、引き出し表示の例を示す図である。

【図11】本発明の一の実施の形態に係り、2レイヤ表示の例を示す図である。

【図12】本発明の一の実施の形態に係り、マップ表示の例を示す図である。

【図13】本発明の一の実施の形態に係り、画像間演算の例を示す図である。

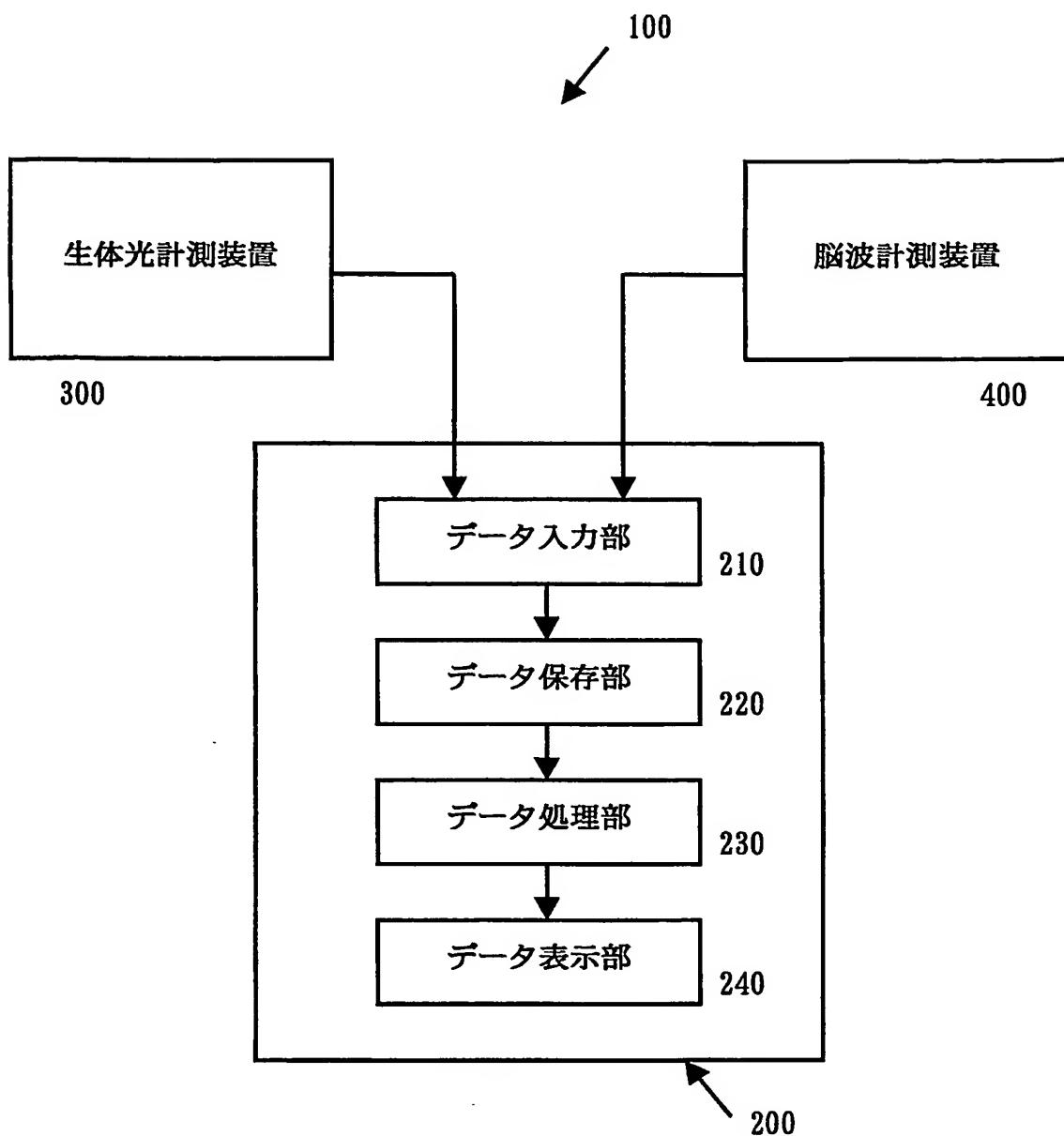
【図14】本発明の一の実施の形態に係り、相互位相表示の例を示す図である。

【符号の説明】

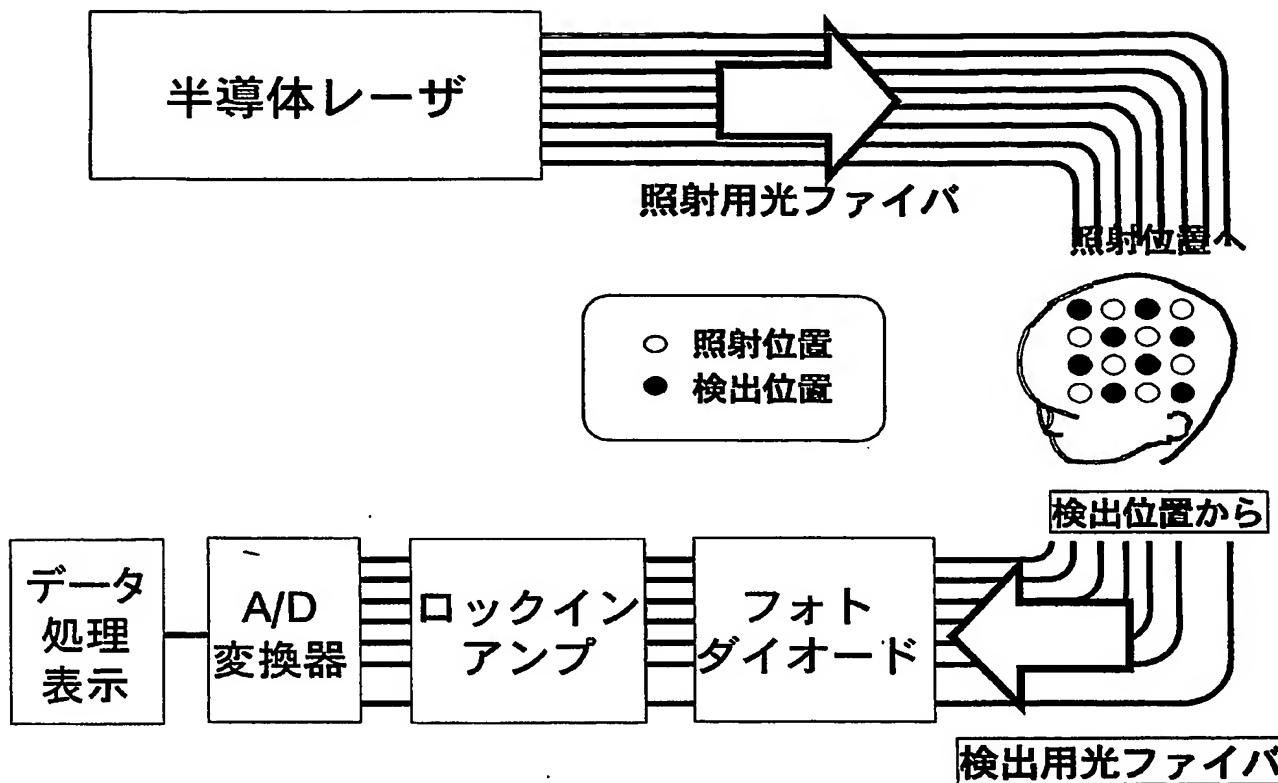
【0070】

100・・・生体信号処理システム、200・・・生体信号処理装置、210・・・データ入力部、220・・・データ保存部、230・・・データ処理部、240・・・データ表示部、300・・・生体光計測装置、400・・・脳波計測装置

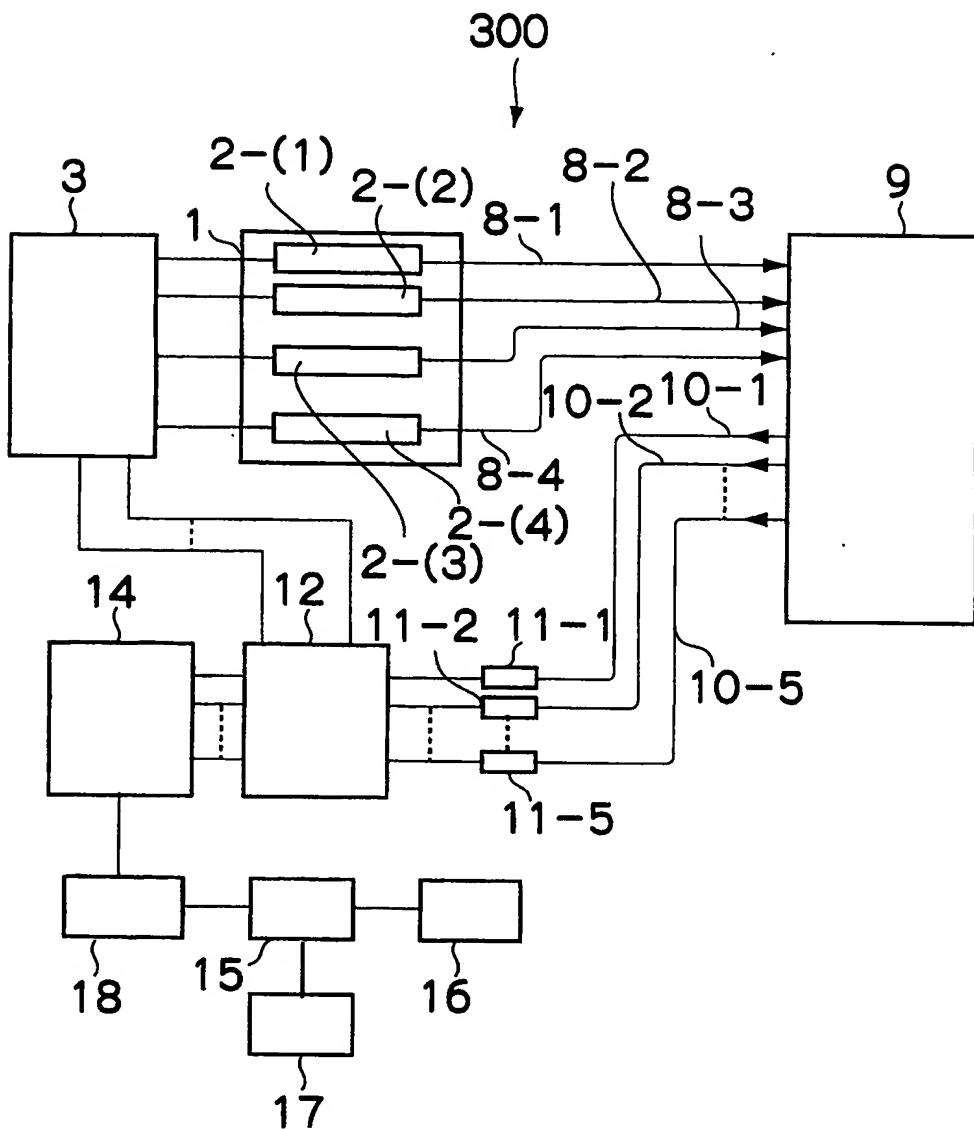
【書類名】図面
【図 1】



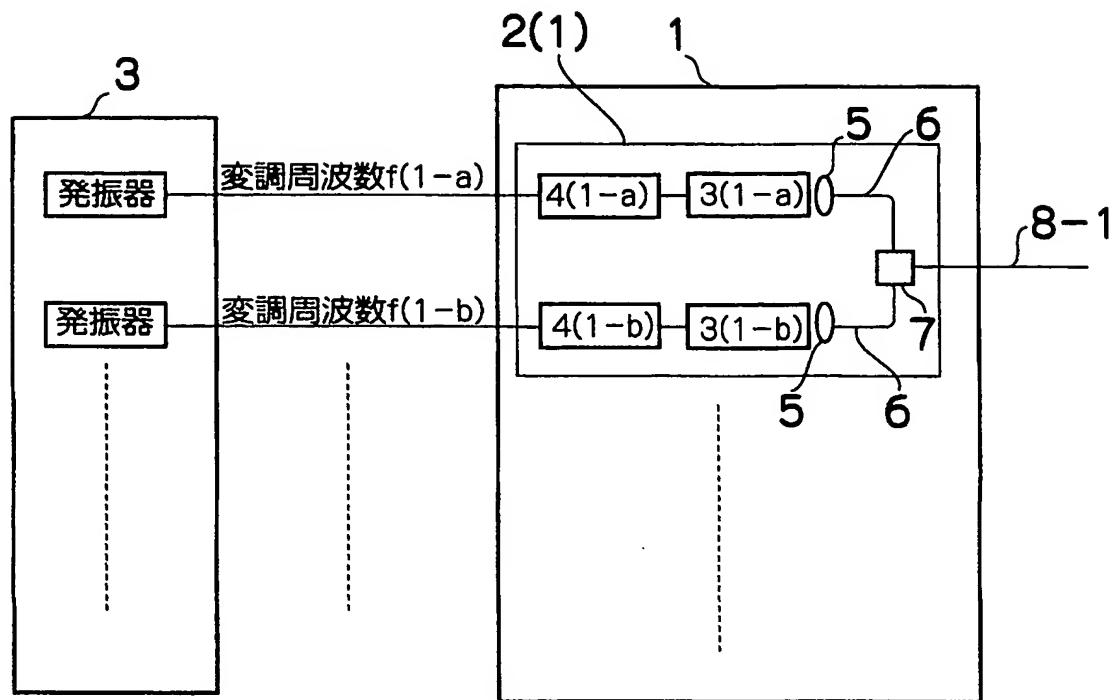
【図2】



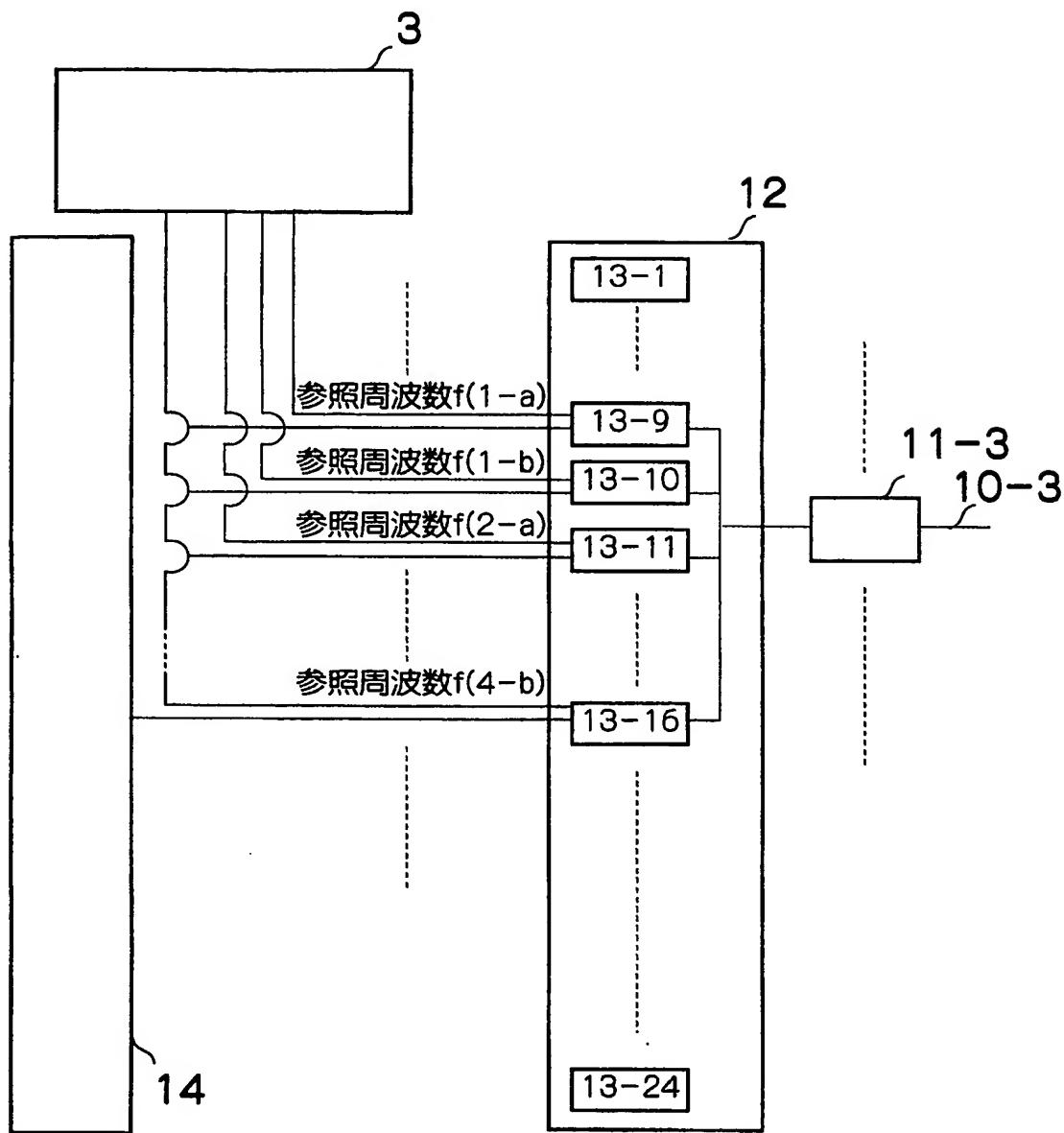
【図3】



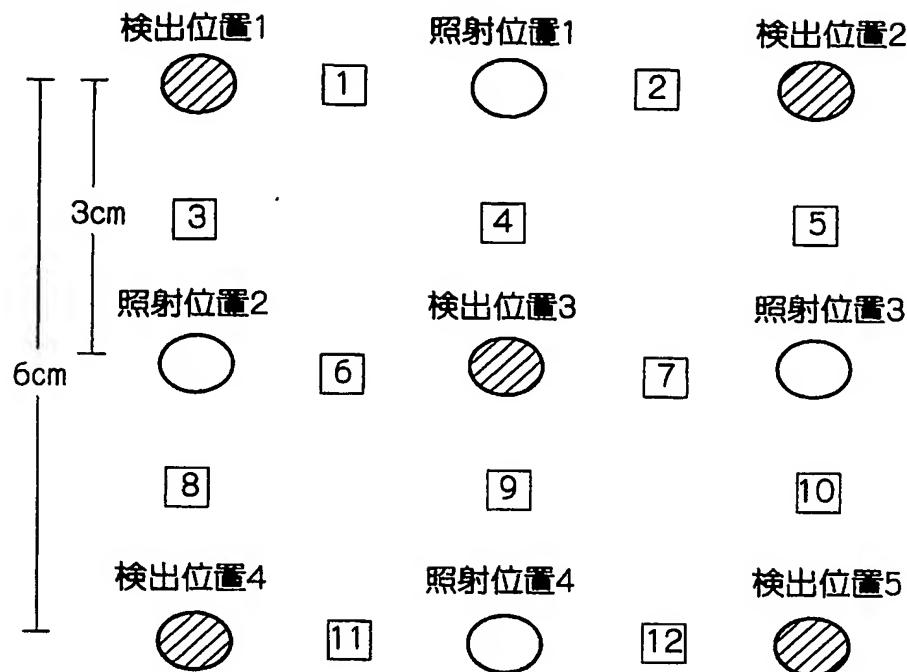
【図 4】



【図5】

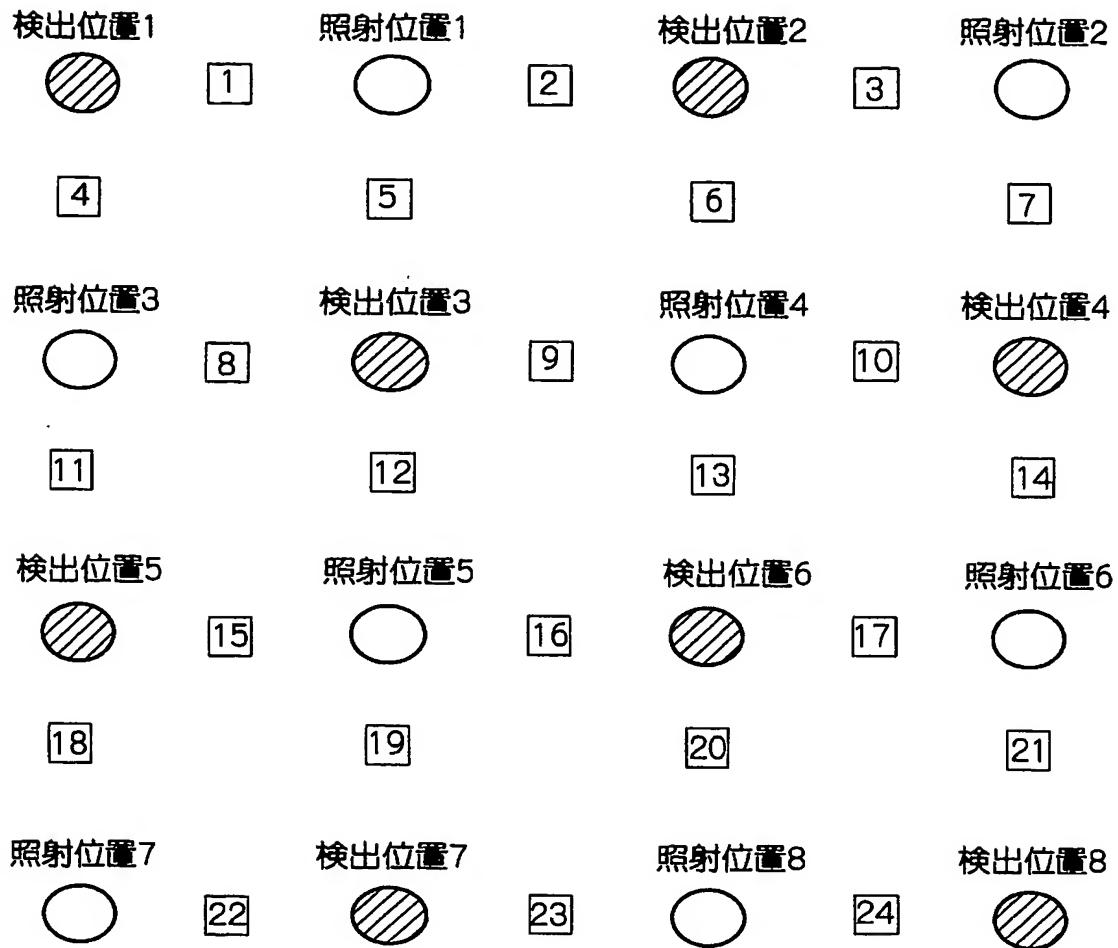


【図6】



□ — □ : 計測位置

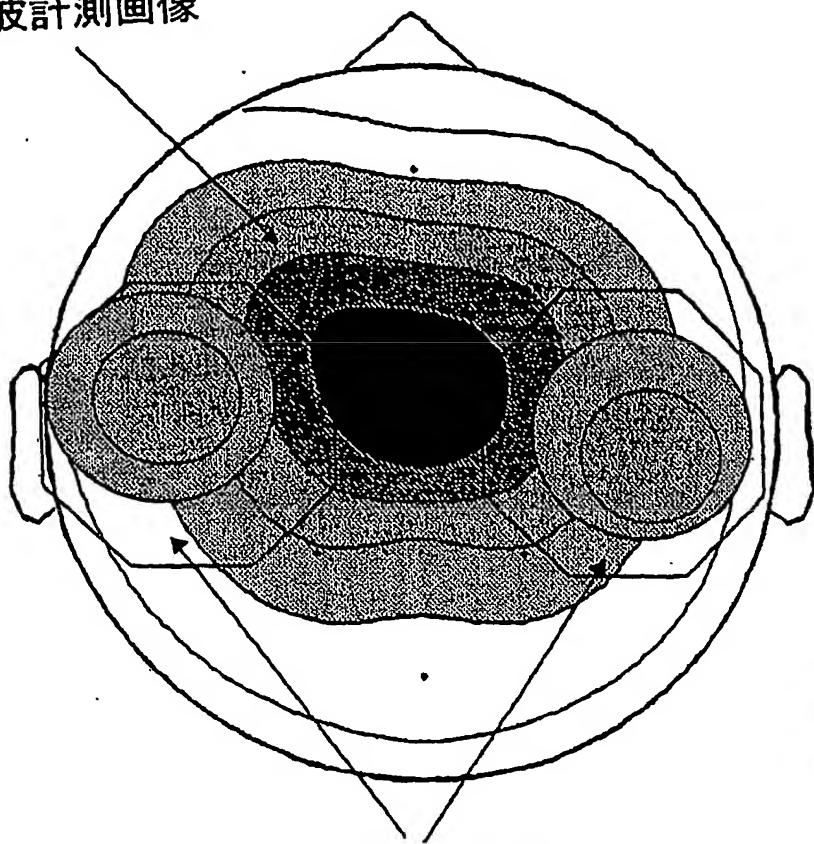
【図7】



1 — 24 : 計測位置

【図8】

脳波計測画像



生体光計測画像

増加

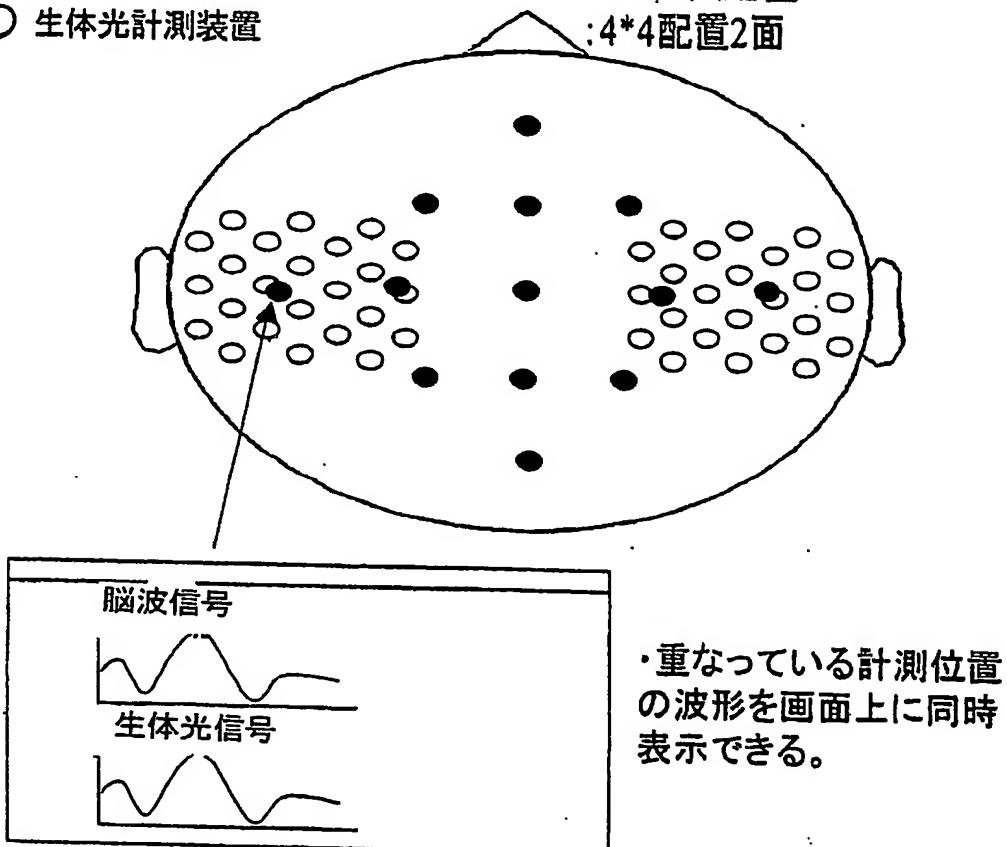


減少

【図9】

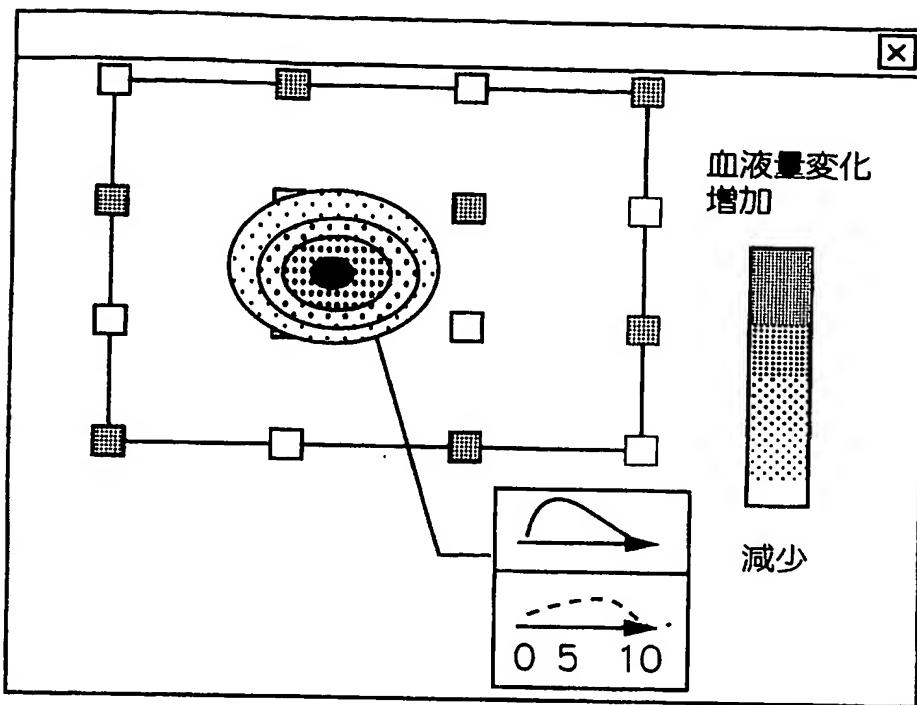
- ・ 脳波計測装置の計測位置と生体光計測装置の計測位置を
2次元、3次元画像上に重畠表示できる。

- 脳波計測装置 : 10-20法配置
- 生体光計測装置 : 4*4配置2面

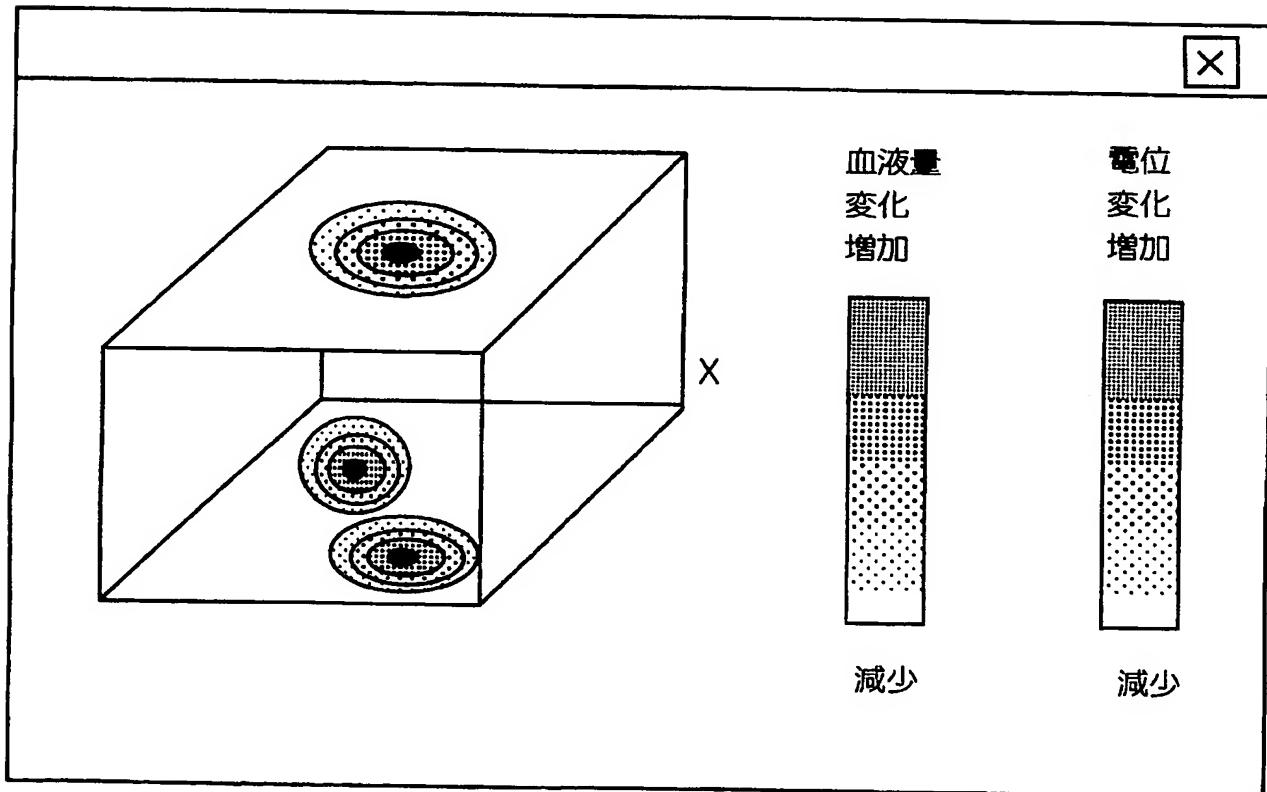


- ・重なっている計測位置
の波形を画面上に同時
表示できる。

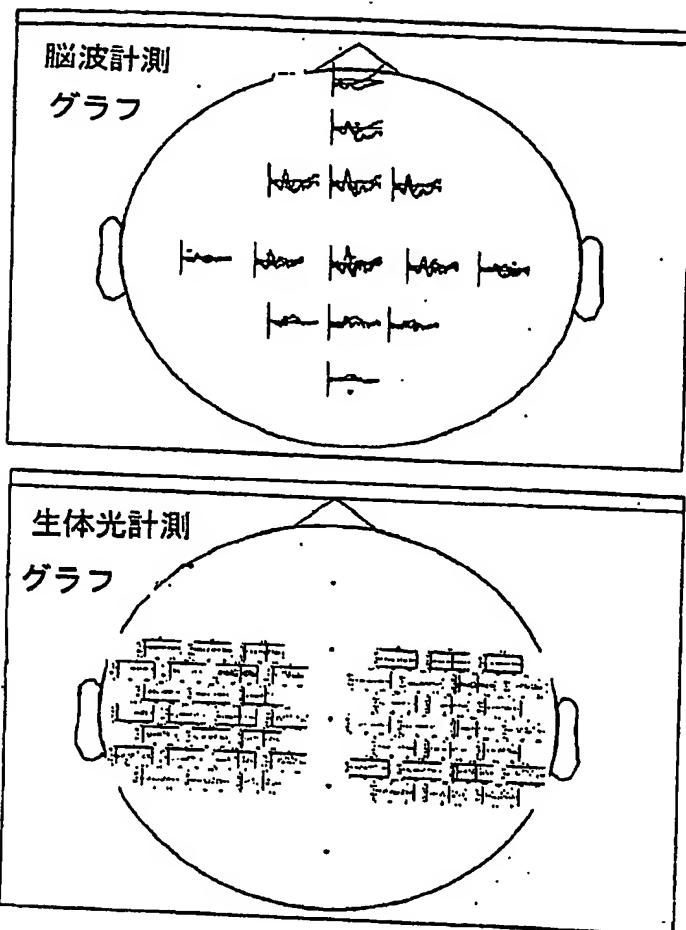
【図10】



【図11】

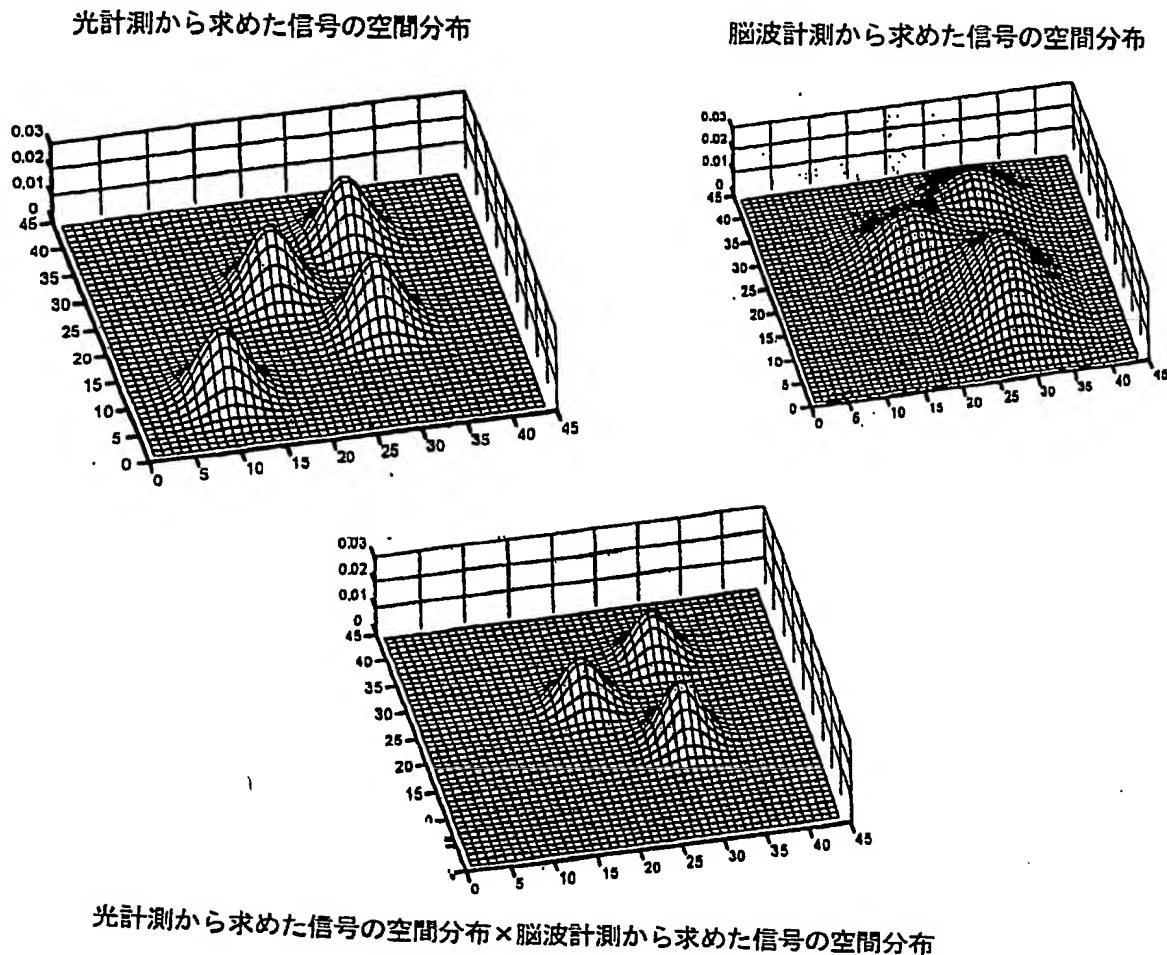


【図12】

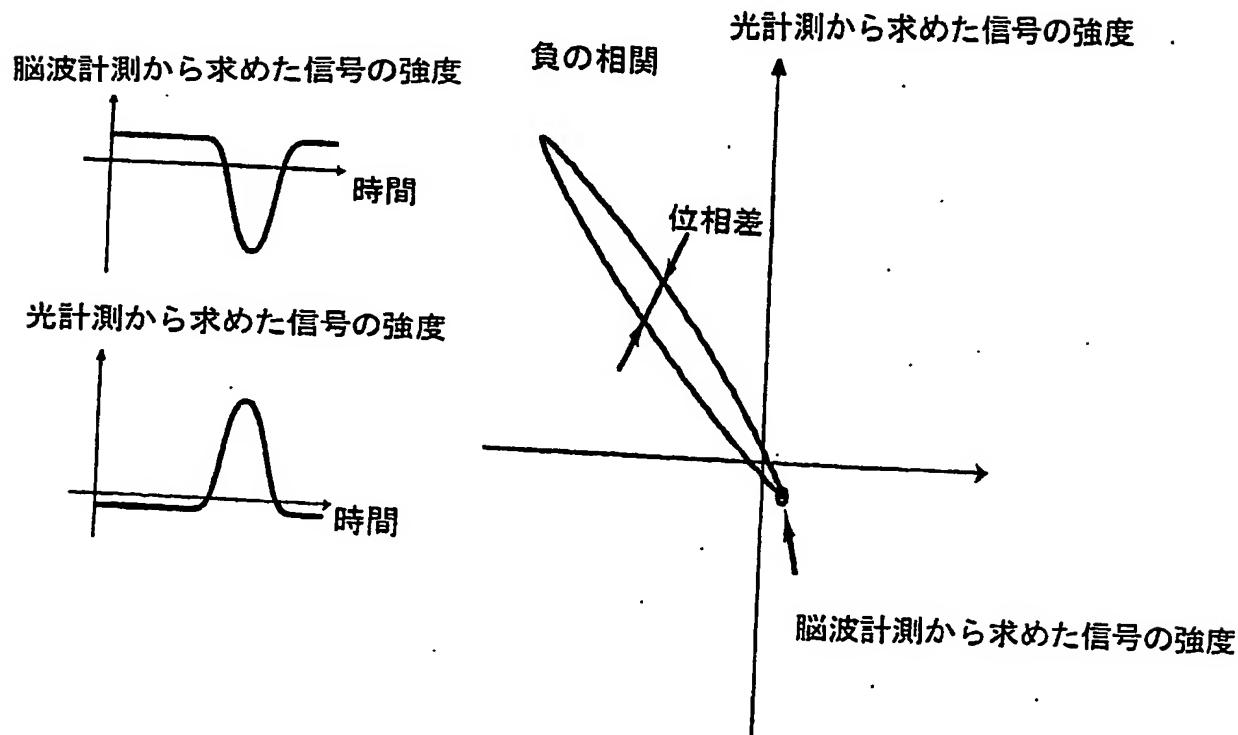


脳波計測と生体光計測の結果を
2次元、3次元画像上に表示、または
重畠表示を行うことができる。

【図13】



【図14】



【書類名】要約書

【要約】

【課題】生体光信号及び脳波信号の複合的観察を容易に行える生体信号処理装置を提供する。

【解決手段】生体光信号及び脳波の計測信号を、信号の時間変化を示すタイムコースグラフ、タイムコースグラフを計測位置に配置したタイムコースマップ、2次元画像、2次元画像の動画表示などを用いて、観察者の目的に応じて組み合わせて表示する。また、2信号間の関係を数学的に処理し、これを表示する。

【選択図】 図1

特願 2003-328702

出願人履歴情報

識別番号 [000153498]

1. 変更年月日 1990年 8月10日

[変更理由] 新規登録

住所 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
氏名 株式会社日立メディコ

特願 2003-328702

出願人履歴情報

識別番号 [000005108]

1. 変更年月日 1990年 8月31日
[変更理由] 新規登録
住 所 東京都千代田区神田駿河台4丁目6番地
氏 名 株式会社日立製作所
2. 変更年月日 2004年 9月 8日
[変更理由] 住所変更
住 所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
氏 名 株式会社日立製作所